

ЩЕРБАНЬ ВОЛОДИМИР

Київський національний університет технологій та дизайну

<https://orcid.org/0000-0002-4274-4425>e-mail: scherbanvu@ukr.net**ПОНОМАРЕНКО ТЕТЯНА**

Київський фаховий коледж прикладних наук

<https://orcid.org/0000-0003-3385-3221>e-mail: ponomaren@gmail.com**ЩЕРБАНЬ ЮРІЙ**

Київський фаховий коледж прикладних наук

<https://orcid.org/0000-0001-5024-8387>e-mail: scherban@i.ua

ВИЗНАЧЕННЯ СИЛОВОГО НАВАНТАЖЕННЯ НА ВЕРХНЮ ЧАСТИНУ ОРТОПЕДИЧНОГО ТА ПІСЛЯОПЕРАЦІЙНОГО ВЗУТТЯ

Представлені результати по визначенню силового навантаження на верхню частину ортопедичного та післяопераційного взуття з урахуванням згинання підошви. Для визначення сили навантаження на верхню частину післяопераційного ортопедичного взуття в роботі знехтували силами тертя між боковими поверхнями халля та зовнішніми боковими сторонами ступні. Таким чином, задача була зведена до складання рівнянь рівноваги плоскої системи сил. Для визначення невідомих сил необхідно було скласти систему двох рівнянь рівноваги, які будуть представляти собою алгебраїчні суми проекцій усіх сил на горизонтальну та вертикальну осі, які будуть дорівнювати нулю.

Ключові слова: силове навантаження, ортопедичне та післяопераційне взуття, верхня частина, розподілене навантаження.

SHCHERBAN VOLODYMYR

Kyiv National University of Technologies and Design, Kyiv, Ukraine

PONOMARENKO TATIANA, SHCHERBAN YURYJ

Kyiv Professional College of Applied Sciences

DETERMINATION OF FORCE LOAD ON THE UPPER PART OF ORTHOPEDIC AND POSTOPERATIVE SHOES

The results of determining the force load on the upper part of orthopedic and postoperative shoes, taking into account the bending of the sole, are presented. To determine the force of the load on the top of the postoperative orthopedic shoes, the friction forces between the side surfaces of the shoes and the outer sides of the foot were neglected in the work. Thus, the task was reduced to the compilation of equilibrium equations of a plane system of forces. To determine the unknown forces, it was necessary to compile a system of two equilibrium equations, which will represent the algebraic sums of the projections of all forces on the horizontal and vertical axes, which will be equal to zero. The most common type of deformation acting on shoe parts during manufacturing and operation is stretching and bending. It is the last factor that affects the force load on the upper part of orthopedic and postoperative shoes.

Deviation of the human musculoskeletal system from the normal anatomical structure and functioning is one of the serious and widespread ailments of the population. An important factor in reducing the inconvenience caused by this disease is the rational choice of orthopedic shoes. Compliance of orthopedic footwear with the functions that rely on it (supporting the arch of the foot, relieving painful areas, making the limb supportive, increasing the area of foot support) is achieved by a reasoned approach to choosing the design of the product, including in the structure of special, special shape and size details, etc.. Degree compliance of this type of footwear with the real needs of the consumer depends on a complex of factors, and the ability to satisfy them is largely determined by the optimal ratio of indicators of reliability and comfort in the use of upper materials.

Textile materials are widely used in the footwear industry for uppers, insoles, linings, and other parts of various types of footwear. This is caused by their valuable consumer properties, such as low hardness and surface density, pleasant texture, high heat-insulating properties, and a variety of artistic and colorful decoration.

Keywords: power load, orthopedic and postoperative shoes, upper part, distributed load.

Постановка проблеми

Відхилення опорно-рухового апарату людини від нормальної анатомічної будови і функціонування є одним із серйозних і поширених недугів населення. Вагомим фактором зменшення незручностей, які накладаються цим захворюванням, є раціональний вибір ортопедичного взуття. Відповідність ортопедичного взуття функціям, які покладаються на нього (підтримати звід стопи, розвантажити болісні ділянки, зробити кінцівку опірною, збільшити площу опори стопи) досягається обґрунтованим підходом до вибору конструкції виробу, включенням в структуру спеціальних, особливої форми і розмірів деталей та ін.. Ступінь відповідності такого виду взуття реальним потребам споживача залежить від комплексу чинників, а здатність їх задовольнити у великій мірі визначається оптимальним співвідношенням показників надійності і комфортності в експлуатації матеріалів верху.

Текстильні матеріали широко використовуються у взуттєвій промисловості для верху, вкладних та вшивних устілок, підкладки та інших деталей різних видів взуття. Це викликано такими їх цінними споживчими властивостями, як невисока жорсткість і поверхнева густина, приємне туше, високі теплозахисні властивості, різноманітність художньо-колеристичного оздоблення.

Таким чином, тема даної статті є актуальною, яка має важливе значення для оцінки силового навантаження на верхню частину ортопедичного та післяопераційного взуття.

Аналіз джерел

Аналіз сучасної ситуації споживання встановив нагальну необхідність розробки післяопераційного взуття медичного призначення для хворих з патологією, яке може бути використаним при трофічних розладах нижніх кінцівок [1, 4-5]. Конструкція взуття повинна передбачати можливість його повної трансформації [2, 6-9]. Взуття має легко фіксуватися на стопі, внутрішня поверхня взуття має бути гладка, без грубих швів, які б могли спричинити пошкодження поверхні ноги та створити тиск в прооперованих місцях стопи. М'якість та легкість взуття дає змогу пацієнту зменшити роздратування і больові відчуття під час експлуатації [4, 5].

Крім раціональної конструкції, умовою придатності взуття для комфортного споживання є обґрунтований вибір матеріалів для його виготовлення [1, 4-7]. Для деталей верху ортопедичного взуття використовуються зазвичай натуральні матеріали [2, 4], такі як шкіра натуральна та текстильні матеріали на основі натуральних волокон, котрі дають змогу стопі вільно дихати та відводити вологу [5]. Матеріали для деталей верху ортопедичного взуття мають одночасно сполучати міцність та формостійкість із здатністю забезпечити комфортний мікроклімат, що є непростою задачею. Враховуючи особливості взуття, до гігієнічних показників якості віднесено здатність взуття забезпечувати нормальний повітря - та волого обмін між внутрішньо взуттєвим простором та навколишнім середовищем, мати оптимальні теплозахисні властивості. До показників, що характеризують ергономічність відносяться - невисока жорсткість при згинанні, мінімальна вага [2], вагомими показниками надійності є міцність, стійкість до тертя та до дії поту [1, 4, 8].

Метою роботи є: визначення силового навантаження на верхню частину ортопедичного та післяопераційного взуття.

Виклад основного матеріалу

На рис. 1 представлені схеми силового навантаження на підошву (рис. 1а) та верх взуття (рис. 1б) при згині ступні при ходьбі. При складанні даних схем використовували метод звільнення від в'язків. Розподілене навантаження (рис. 1а) на підошву $q_R(l_R)$ замінюємо рівнодіючою силою P' , яка визначається по формулі

$$P' = \int_0^{l_R} q_R(l_R) dl_R, \quad (1)$$

де l_R – довжина ранту взуття до лінії згину підошви, яка розташована від краю п'ятки взуття о точки внутрішнього плоско-фалангового зчленування.

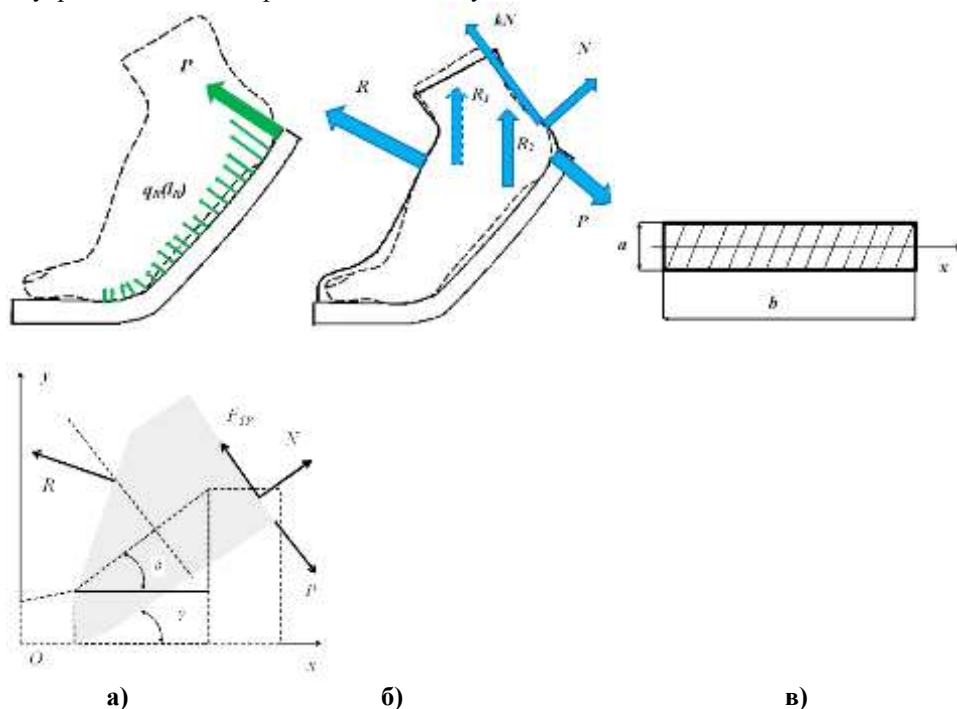


Рис.1. Схеми силового навантаження: а) на підошву; б) на верх; г) форма перетину підошви взуття; г) розрахункова схема

На верхню частину післяопераційного ортопедичного взуття діють сили: P – сила, рівна по модулю та протилежно спрямована рівнодіючій розподіленого навантаження; R – сила тиску на верхню частину післяопераційного ортопедичного взуття при згинанні підошви; N – нормальна реакція зі сторони п'ятки на внутрішню поверхню верху взуття; $k \cdot N$ – сила тертя між п'яткою та внутрішньою поверхнею взуття; k – коефіцієнт тертя між п'яткою та матеріалом взуття; R_1, R_2 – сили тертя між боковими поверхнями халяв та зовнішніми боковими сторонами ступні.

Для визначення рівнодіючої сили P' (рис.1а) необхідно записати рівняння, яке представляє залежність згинаючого моменту від кривизни осі підшви

$$\frac{1}{\rho} = \frac{P'}{EI_x} L, \tag{2}$$

де P' – згинаюча сила; E – модуль пружності матеріалу підшви при розтягненні; I_x – момент інерції перетину підшви відносно осі x , яка перпендикулярна центральній осі підшви; ρ – радіус кривизни підшви в зоні контакту з плюсно-фаланговим зчленуванням; L – плече згинаючої сили (відстань від краю п'ятки взуття до лінії згину підшви - приймається рівною 0,67 довжини стопи).

Момент інерції перетину підшви відносно осі x (див.рис.1в) можна визначити за формулою

$$I_x = \frac{ba^3}{12}, \tag{3}$$

де a, b – геометричні розміри перетину підшви.

Для визначення сили навантаження R на верх післяопераційного ортопедичного взуття можна знехтувати силами тертя між боковими поверхнями халяв та зовнішніми боковими сторонами ступні. Таким чином, задача буде зведена до складання рівнянь рівноваги плоскої системи сил. На рис.1г представлена розрахункова схема. На цій схемі окремі ділянки взуття замінені відповідними геометричними образами. Це зроблено для спрощення визначення необхідних геометричних характеристик, кутів нахилу векторів сил.

Як видно зі силової схеми навантаження верху взуття ми маємо плоску довільно розташовану систему сил. Для визначення невідомих сил необхідно скласти систему двох рівнянь рівноваги, які будуть представляти собою алгебраїчні суми проєкцій усіх сил на горизонтальну (x) та вертикальну (y) осі, які будуть дорівнювати нулю. Вихідна система рівнянь рівноваги буде мати вигляд

$$\sum_{i=1}^N X_i = -R \sin(\delta + \gamma) - F_{TP} \sin \gamma + N \cos \gamma + P \sin \gamma = 0, \sum_{i=1}^N Y_i = R \cos(\delta + \gamma) + F_{TP} \cos \gamma + N \sin \gamma - P \cos \gamma = 0, \tag{4}$$

$$F_{TP} = kN,$$

де X_i, Y_i – алгебраїчна сума проєкцій усіх сил, які діють на верх взуття в проєкції на осі x та y ; δ – кут, який характеризує нахил підйому стопи та охоплюючи її халяви; γ – кут нахилу між дотичною до підшви післяопераційного ортопедичного взуття до площини опори (може знаходитися в межах 20° - 40° , звичайно приймається рівним 25°).

З системи рівнянь (4) визначаємо сила тиску на верхню частину післяопераційного ортопедичного взуття при згинанні підшви

$$R = \frac{P(\cos^2 \gamma - k \cos \gamma \sin \gamma + k \cos \gamma + \sin \gamma)}{[\sin(\delta + \gamma)(k \cos \gamma + \sin \gamma) + \cos(\delta + \gamma)(\cos \gamma - k \sin \gamma)]} \tag{5}$$

Значення нормального тиску п'ятки на поверхню взуття, з урахуванням (5), буде мати вигляд

$$N = \frac{P \cos \gamma}{k \cos \gamma + \sin \gamma} - \frac{P \cos(\delta + \gamma)(\cos^2 \gamma - k \cos \gamma \sin \gamma + k \cos \gamma + \sin \gamma)}{(k \cos \gamma + \sin \gamma)[\sin(\delta + \gamma)(k \cos \gamma + \sin \gamma) + \cos(\delta + \gamma)(\cos \gamma - k \sin \gamma)]}$$

Підставляємо в рівняння (9) значення з (5) та отримуємо

$$R = \frac{Eba^3(\cos^2 \gamma - k \cos \gamma \sin \gamma + k \cos \gamma + \sin \gamma)}{12\rho L[\sin(\delta + \gamma)(k \cos \gamma + \sin \gamma) + \cos(\delta + \gamma)(\cos \gamma - k \sin \gamma)]} \tag{6}$$

Результати розрахунків наведені в таблиці 1. Дані в таблиці 1 отримані для товщини підшви 1 см.

Таблиця 1

Результати розрахунків

| Кут γ , град. | Сила тиску на верхню частину ортопедичного взуття при згинанні підшви R, N при $\rho=2$ см, $a=1$ см, $b=8$ см, $L=16,75$ см, $k=0,2$, $\delta=25^{\circ}$ | | | | | | | | |
|----------------------|---|-------|-------|-------|-------|-------|-------|--------|--------|
| | Модуль пружності матеріалу підшви при розтягненні $E, N/cm^2$ | | | | | | | | |
| | 50 | 100 | 150 | 200 | 250 | 300 | 350 | 400 | 450 |
| 0 | 1.205 | 2.41 | 3.615 | 4.82 | 6.025 | 7.23 | 8.436 | 9.641 | 10.846 |
| 8.5 | 1.301 | 2.602 | 3.902 | 5.203 | 6.504 | 7.805 | 9.106 | 10.406 | 11.707 |
| 15.4 | 1.343 | 2.685 | 4.028 | 5.37 | 6.713 | 8.056 | 9.398 | 10.741 | 12.083 |
| 18.9 | 1.353 | 2.705 | 4.058 | 5.411 | 6.763 | 8.116 | 9.468 | 10.821 | 12.174 |
| 22.3 | 1.356 | 2.712 | 4.068 | 5.424 | 6.78 | 8.136 | 9.492 | 10.848 | 12.204 |
| 24 | 1.355 | 2.711 | 4.066 | 5.421 | 6.777 | 8.132 | 9.488 | 10.843 | 12.198 |

Висновки

На основі складання системи двох рівнянь рівноваги, які представляли собою алгебраїчні суми проєкцій усіх сил на горизонтальну та вертикальну осі, були визначені складові силового навантаження на верхню частину ортопедичного та післяопераційного взуття.

Література

1. Shcherban V.Y. Basic design support of CAD in the fashion industry/VY Shcherban, YY Shcherban, OZ Kolisko, GV Melnik, MI Sholudko, VY Kalashnik. - K.: Education of Ukraine, 2018. – 902 p.
2. Scherban V. Yu. Mathematical Models in CAD. Selected sections and examples of application/V. Yu. Scherban, SM Krasnitsky, VG Rezanova. - K.: KNUTD, 2011. – 240 p.
3. Щербань В.Ю. САПР оборудования и технологических процессов легкой и текстильной промышленности/В.Ю.Щербань, О.И.Волков, Ю.Ю.Щербань. – К.:Бумсервис, 2004. – 519 с.
4. Щуцька Г.В., Супрун Н.П., Пономаренко Т.В. Розробка післяопераційного взуття для хворих після операцій на нижніх кінцівках// Вісник КНУТД №2 (84), 2015. – С.119-124.
5. Пономаренко Т. В. Особливості вибору матеріалів на дитяче ортопедичне взуття / Т. В. Пономаренко, Г. В. Щуцька, Н. П. Супрун // Вісник Київського національного університету технологій та дизайну. Серія "Технічні науки". - 2015. - № 6 (92). - С. 164-168.
6. Shcherban' V. Yarn tension while knitting textile fabric/V.Shcherban' , G. Melnyk , M.Sholudko , O.Kolysko, V.Kalashnyk// Fibres and Textiles. – 2018. - volume 25. - №3. - pp. 74-83.
7. Vasilchenko V.N., Shcherban V.Yu. Influence of the twist of a capron complex filament on the value of its flexural rigidity// Technology of the textile industry. - 1986. - №4. - P.8-9.
8. Scherban V.Yu. Investigation of the process of duck surf during the formation of multilayer technical fabric// Technology of the textile industry. - 1990. - №4. - P.41-44.
9. Shcherban' V., Makarenko J., Petko A., Melnyk G., Shcherban' Yu., Shchutska G. Computer implementation of a recursion algorithm for determining the tension of a thread on technological equipment based on the derived mathematical dependences // Eastern-European Journal of Enterprise Technologies. - 2020. - volume 104. -№2/1. – pp.41-50.

References

1. Shcherban V.Y. Basic design support of CAD in the fashion industry/VY Shcherban, YY Shcherban, OZ Kolisko, GV Melnik, MI Sholudko, VY Kalashnik. - K.: Education of Ukraine, 2018. – 902 p.
2. Scherban V. Yu. Mathematical Models in CAD. Selected sections and examples of application/V. Yu. Scherban, SM Krasnitsky, VG Rezanova. - K.: KNUTD, 2011. – 240 p.
3. Shcherban V.Y. CAD of equipment and technological processes of the light and textile industry/ V.Y. Shcherban, O.I.Volkov, Y.Y. Shcherban. – K.:Boomservice, 2004. – 519 p.
4. Shchutska G.V., Suprun N.P., Ponomarenko T.V. Development of postoperative footwear for patients after operations on the lower extremities// KNUTD Bulletin No. 2 (84), 2015. – P.119-124.
5. Ponomarenko, T.V. Peculiarities of choosing materials for children's orthopedic shoes / T.V. Ponomarenko, G.V. Shchutska, N.P. Suprun // Bulletin of the Kyiv National University of Technology and Design. Series "Technical Sciences". - 2015. - No. 6 (92). - С. 164-168.
6. Shcherban' V. Yarn tension while knitting textile fabric/V.Shcherban' , G. Melnyk , M.Sholudko , O.Kolysko, V.Kalashnyk// Fibres and Textiles. – 2018. - volume 25. - №3. - pp. 74-83.
7. Vasilchenko V.N., Shcherban V.Yu. Influence of the twist of a capron complex filament on the value of its flexural rigidity// Technology of the textile industry. - 1986. - №4. - P.8-9.
8. Scherban V.Yu. Investigation of the process of duck surf during the formation of multilayer technical fabric// Technology of the textile industry. - 1990. - №4. - P.41-44.
9. Shcherban' V., Makarenko J., Petko A., Melnyk G., Shcherban' Yu., Shchutska G. Computer implementation of a recursion algorithm for determining the tension of a thread on technological equipment based on the derived mathematical dependences // Eastern-European Journal of Enterprise Technologies. - 2020. - volume 104. -№2/1. – pp.41-50.